

Current Non-destructive Testing Signals”, *Int. Jour. “NDT Days”*, vol. 2, iss. 1, pp. 58-63, 2019.

- [10] S. Maievskiy, I. Lysenko, Y. Kuts, A. Protasov, and O. Dugin, “Study of Parametric Transducer Operation in Pulsed Eddy Current Non-Destructive Testing”, in *Proc. 2018 IEEE Int. Conf. on Electronics and Nanotechnology*, Kyiv, 2018, pp.594 – 597.

УДК 621.391:519.72

ДИСПЕРСІЯ ОЦІНКИ ВЗАЄМОСПЕКТРАЛЬНОЇ ГУСТИНИ ПЕРІОДИЧНО КОРЕЛЬОВАНИХ ВИПАДКОВИХ СИГНАЛІВ

^{1,2)}Яворський І. М., ^{1,3)}Юзефович Р. М., ¹⁾Мацько І. Й., ¹⁾Трохим Г. Р., ^{1,3)}Курапов П. Р.

¹⁾Фізико-механічний інститут ім. Г. В. Карпенка НАН України, відділ методів і засобів відбору та обробки діагностичних сигналів, Львів, Україна

²⁾Технологічно-природничий університет, Інститут телекомунікацій, Бидгощ, Польща

³⁾Національний університет “Львівська політехніка”, Львів, Україна

E-mail: roman.yuzefovych@gmail.com

Взаємний спектральний аналіз сигналів, відібраних у різних точках механічної системи, дозволяє досліджувати залежності між гармонічними складовими вібрацій і завдяки цьому більш успішно розв’язувати задачі локалізації та типізації дефектів [1].

Оцінювання взаємоспектральних характеристик за експериментальними даними здійснюють як за періодограмним, так і корелограмним методами [2]. За останнім оцінки взаємоспектральних характеристик знаходяться на основі інтегральних перетворень Фур’є згладжених оцінок взаємоспектральних характеристик. Для оцінки взаємоспектральної густини маємо:

$$\hat{f}_{\xi\eta}(\omega, t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{b}_{\xi\eta}(t, u) k(u) e^{-i\omega u} du, \quad (1)$$

де $k(u)$ – функція вікна: $k(-u) = k(u)$, $k(0) = 1$, $k(u) = 0$, при $|u| > u_m$, u_m – точка усічення корелограми. Для оцінки (1) дисперсія визначається формулою:

$$D[\hat{f}_{\xi\eta}(\omega, t)] = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-u_m}^{u_m} \int_{-u_m}^{u_m} R_{\hat{b}_{\xi\eta}}(t, u_1, u_2) e^{i\omega(u_2 - u_1)} du_1 du_2,$$

де $R_{\hat{b}_{\xi\eta}}(t, u_1, u_2) = E\hat{b}_{\xi\eta}(t, u_1)\hat{b}_{\xi\eta}(t, u_2) - E\hat{b}_{\xi\eta}(t, u_1)E\hat{b}_{\xi\eta}(t, u_2)$.

Встановлено, що при заданій довжині відрізка реалізації θ дисперсія оцінки спектральної густини (1) буде зменшуватися зі зменшенням ширини кореляційного вікна. Вибір параметрів u_m і θ слід проводити, виходячи з конкретної мети спектрального аналізу.

Ключові слова: періодично корельовані випадкові сигнали, взаємний спектральний аналіз, довжина реалізації, кореляційне вікно.

Література

- [1] Ihor Javorskyj, Ihor Kravets, Ivan Matsko, Roman Yuzefovych, «Periodically correlated random processes: Application in early diagnostics of mechanical systems», *Mechanical*

Systems and Signal Processing, №83. pp. 406–438, 2017.

- [2] І. М. Яворський, *Математичні моделі та аналіз стохастичних коливань*. Львів, Україна: ФМІ НАН України, 2013.

UDK 535-15

THERMOGRAPHIC DIAGNOSTICS AND ANALYSIS OF THERMAL IMAGES IN MEDICAL PRACTICE

Muraviov O. V.

National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

E-mail: stals98@ukr.net

Using of thermal imaging camera is a highly effective and informative means of patients screening for the detection of inflammatory processes in the early disease stages. Nowadays criteria of thermal imaging diagnostics for more than two hundred diseases and pathological conditions are developed and this list is constantly being replenished.

It is known, that various parts of human body have an individual normal average temperature, due to the existence of features in the degree of their blood supply and innervations. However, surface temperature of symmetrical sections for the same areas does not significantly differ normally. Consequently, opposite symmetrical region of the body should be used as a control site for identifying pathologies.

Medical thermography is becoming more widely used every day in multi-disciplinary medical institutions. The work of thermographer during screening diagnostics takes place, as a rule, in unstable environmental conditions. This determines requirements for medical worker to have a high qualification and special abilities to take into account the influence of external factors, as well as, incomplete thermal adaptation of patients in the diagnostic process [1]. Therefore, one of the pressing issues remains the increase in the information content and the correspondence of the taken indicators to the real temperature of the surface area of the object under observation. Therefore, one of the pressing issues remains the increase in information content and correspondence of taken indicators to real temperature of surface area at observation object. It is worth noting, that diagnosis adequacy also depends on correct interpretation of thermograms, which, in turn, is possible only when a clear image with high quality is obtained. The above parameters largely depend on the operating conditions and influence of environmental factors to thermography camera design.

Today, thermography diagnostics is used in various areas of medicine: oncology, mammalogy, otorhinolaryngology, cardiac surgery, forensic examination and others. One of the most important problems at cardiac surgical interventions is ischemic myocardial damage, since normal coronary perfusion is absent due to aorta clamping. For complete control over the temperature distribution using of infrared cameras is